

⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑯ Offenlegungsschrift
⑯ DE 198 35 873 A 1

⑯ Int. Cl. 5:
G 01 N 23/083
A 61 B 6/03

⑯ Unionspriorität:
965821 07. 11. 97 US

⑯ Erfinder:
Hsieh, Jiang, Waukesha, Wis., US

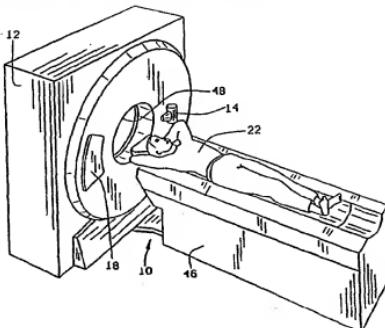
⑯ Anmelder:
General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

⑯ Vertreter:
Tiedtke, Bühlung, Kinne & Partner, 80336 München

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑯ Verfahren und Vorrichtung zur Zellenkopplung bei einem Mehrschnittcomputer-Tomographie-System

⑯ Erfindungsgemäß ist eine Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung offenbart, die eine Inkompatibilität zwischen der Anzahl von Erfassungskanälen und der geringeren Anzahl von DAS-Kanälen ohne das Erfordernis signifikanter Hardware- und Softwareänderungen beseitigt. Gemäß einem Ausführungsbeispiel sind zumindest einige Erfassungszellen auf einer Seite der Erfassungseinrichtung (18) außerhalb des Sichtfeldes in Paaren verdrähtet, d. h. gekoppelt, um einen Satz von 2 mm-Kanälen auszubilden, und auf der anderen Seite der Erfassungseinrichtung (18) außerhalb des Sichtfeldes sind zumindest einige Erfassungszellen miteinander verdrähtet, d. h. gekoppelt, um einen Satz von 3 mm-Kanälen auszubilden. Eine derartige Kopplung von Erfassungszellen vermeidet die Durchführung signifikanter Hardware- und Softwareänderungen bei bekannten Mehrschnitt-CT-Systemen.



DE 198 35 873 A 1

DE 198 35 873 A 1

Beschreibung

Die vorliegende Erfindung be trifft im allgemeinen eine Computer-Tomographie-(CT)-Abbildung und insbesondere eine Erfassungseinrichtungsaufbau und eine Bildrekonstruktion in einem CT-System.

- 5 Bei zumindest einem bekannten CT-Systemaufbau projiziert eine Röntgenstrahlquelle einen fächerförmigen Strahl, der kollimiert ist, daß er in einer XY-Ebene eines kartesischen Koordinatensystems liegt, die im allgemeinen als Abbildungsebene bezeichnet wird. Der Röntgenstrahl fällt durch den abgebildeten Gegenstand, wie einen Patienten. Nachdem der Strahl durch den Gegenstand gedämpft wurde, trifft er auf ein Array von Strahlungserfassungseinrichtungen. Die an dem Erfassungsarray empfangene Intensität der gedämpften Strahlung hängt von der Dämpfung des Röntgenstrahls durch den Gegenstand ab. Jedes Erfassungselement des Arrays erzeugt ein separates elektrisches Signal, das ein Maß der Strahlungsdämpfung am Erfassungsort ist. Die Dämpfungsmaße von allen Erfassungseinrichtungen werden separat zur Erzeugung eines Übertragungsprofils erfaßt.
- 10 Bei bekannten CT-Systemen der dritten Generation drehen sich die Röntgenstrahlquelle und das Erfassungsarray mit einem Faßlager in der Abbildungsebene und um den abzubildenden Gegenstand, so daß sich der Winkel, an dem der Röntgenstrahl den Gegenstand schneidet, konstant ändert. Eine Gruppe von Röntgenstrahldämpfungsmaßen, d. h. Projektionsdaten, von dem Erfassungsarray bei einem Faßlagerwinkel wird als Ansicht bezeichnet. Eine Abtastung des Gegenstands umfaßt einen Satz von Ansichten bei verschiedenen Faßlagerwinkeln während einer Umdrehung der Röntgenstrahlquelle und der Erfassungseinrichtung. Bei einer axialen Abtastung werden die Projektionsdaten zur Ausbildung eines Bildes verarbeitet, das einem zweidimensionalen Schnitt durch den Gegenstand entspricht.
- 15 20 Ein Verfahren zur Rekonstruktion eines Bildes aus einem Satz von Projektionsdaten wird in der Technik als gefiltertes Rückprojektionsverfahren bezeichnet. Bei diesem Verfahren werden die Dämpfungsmaße von einer Abtastung in ganze Zahlen, sogenannte CT-Zahlen oder Hounsfield-Einheiten umgewandelt, die zur Steuerung der Helligkeit eines entsprechenden Bildelementen auf einer Kathodenstrahlröhrenanzeigeeinrichtung verwendet werden.
- 25 Zur Verringerung der Gesamtabtastzeit kann eine Wendelabtastung durchgeführt werden. Zur Durchführung einer Wendelabtastung wird der Patient bewegt, während die Daten für die vorgeschriebene Anzahl von Schnitten erfaßt werden. Bei einem derartigen System wird eine einzelne Wendel aus einer Fächerstrahlwendelabtastung erzeugt. Die durch den Fächerstrahl ausgebildete Wendel liefert Projektionsdaten, aus denen Bilder an jedem vorgeschriebenen Schnitt rekonstruiert werden können.
- 30 Mehrschritt-CT-Systeme werden zum Erhalten von Daten für eine erhöhte Anzahl von Schnitten während einer Abtastung verwendet. Bekannte Mehrschittsysteme enthalten typischerweise Erfassungseinrichtungen, die in allgemeinen als zweidimensionale Erfassungseinrichtungen bekannt sind. Bei derartigen zweidimensionalen Erfassungseinrichtungen bildet eine Vielzahl von Erfassungszellen separate Spalten oder Kanäle, und die Spalten sind in Reihen angeordnet. Jede Reihe von Erfassungseinrichtungen bildet einen separaten Schnitt. Beispielsweise weist eine Zwei-Schnitt-Erfassungseinrichtung zwei Reihen von Erfassungszellen auf, und eine Vier-Schnitt-Erfassungseinrichtung weist vier Reihen von Erfassungszellen auf. Während einer Mehrschittabtastung werden viele Reihen der Erfassungszellen gleichzeitig von dem Röntgenstrahl getroffen, und daher werden Daten für mehrere Schnitte erhalten.
- 35 Bisher wurde angenommen, daß zum Hinzufügen von Reihen von Erfassungszellen zu einem CT-System signifikante Hardware- und Softwareänderungen erforderlich sind. Insbesondere tastet ein Datenerfassungssystem typischerweise analoge Daten von jeder Erfassungszelle ab und wandelt die Daten in digitale Signale zur nachfolgenden Verarbeitung um. Werden daher Erfassungszellenreihen zu einem Erfassungsarray hinzugefügt, muß das Datenerfassungssystem zur Abtastung von Daten von den zusätzlichen Erfassungszellen modifiziert werden. Beispielsweise muß das Datenerfassungssystem für ein Zwei-Schnitt-System zur Abtastung zweimal sovieler Erfassungszellen verglichen mit einem Ein-Schnitt-System modifiziert werden. Gleichermaßen muß das Datenerfassungssystem für ein Vier-Schnitt-System zur Abtastung viermal sovieler Erfassungszellen verglichen mit einem Ein-Schnitt-System modifiziert werden.
- 40 45 Durch Erhöhung der Anzahl von Erfassungszellen wird die Menge an Daten, die über den Faßlagerkontakt übertragen werden muß, erhöht. Eine derartige erhöhte Datennenge wird vorzugsweise in dem gleichen Zeitrahmen über den Kontaktur übertragen, in dem Daten von einem System mit weniger Erfassungszellen übertragen werden, und daher muß mit der Erhöhung der Anzahl von Erfassungszellen die Datenübertragungsrate über den Kontaktur typischerweise erhöht werden.
- 50 55 Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, Erfassungszellenreihen zu einem CT-System ohne das Erfordernis signifikanter Software- und Hardwareänderungen bei bekannten Systemen hinzuzufügen. Ein derartiges Mehrreihensystem sollte auch ohne Verschlechterung der Gesamtbildqualität ausgebildet werden.
- 60 Diese Aufgabe wird erfüllungsgemäß durch eine Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung bzw. -Zellenanordnung gelöst, wodurch eine Inkompatibilität zwischen der Anzahl von Erfassungskanälen und der geringeren Anzahl von Datenerfassungssystem-(DAS)-Kanälen ohne das Erfordernis signifikanter Hardware- und Softwareänderungen beseitigt wird. Gemäß einem bestimmten Ausführungsbeispiel sind die Erfassungszellen (1 mm in der Breite außerhalb des zentralen Sichtfeldes Nummer 1 (FOV)) auf einer Seite der Erfassungseinrichtung in Paaren verdrährt, d. h. gekoppelt, um Sätze von 2 mm-Kanälen auszubilden, und auf der anderen Seite der Erfassungseinrichtung außerhalb des Sichtfeldes FOV sind einige Erfassungszellen miteinander verdrährt, d. h. gekoppelt, um Sätze von 3 mm-Kanälen auszuhilden, und einige Erfassungszellen sind zur Ausbildung von Sätzen von 2 mm-Kanälen gekoppelt. Eine derartige Kopplung bzw. Mehrfachanordnung von Erfassungszellen vermeidet die Ausführung signifikanter Hardware- und Softwareänderungen bei bekannten Mehrschritt-CT-Systemen.
- 65 Ferner werden zur Vermeidung unerwünschter Artefakte und einer Auflösungsverschlechterung bei der Kombination einer Zweifach- und Dreifachzellenkopplung wie vorstehend beschrieben redundante Abtastmuster bei der Datenerfassung bzw. Datenabeschaffung verwendet. D. h., in jedem bei einer 360°-Faßlagerdrehung erfaßten Datensatz sind zwei vollständige Datensätze vorhanden, und es ist keine klare Grenze nach der Gewichtung ersichtlich, wie es nachstehend beschrieben ist. Ein Gewichtungsalgorithmus, der die Beiträge von den Dreifachzellen untergewichtet und den Beitrag von den entsprechenden Zweifachzellen übergewichtet, kann verwendet werden. Beispielsweise kann dem Dreifachzel-

lenkanal ein Gewichtungsfaktor α ($0 \leq \alpha < 1$) zugeordnet werden, und den entsprechenden Zweifachzellenkanälen kann ein Gewichtungsfaktor $2-\alpha$ zugeordnet werden. Die Gewichte in der γ -Richtung sollten kontinuierlich und unterscheidbar zur Vermeidung von Artefakten sein. Daher sollte zwischen den Gewichten der Zweifachzellen und den Gewichten der benachbarten Dreifachzellen eine glatte Übergangszone vorhanden sein. Bei dem Einfach-Zweifach-Zellenbereich können ähnliche Gewichte angewendet werden.

Die vorstehend beschriebene Kombination der Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung macht es möglich, daß Erfassungszeilenreihen zu einem CT-System ohne das Erfordernis signifikanter Software- und Hardwareänderungen bei bekannten Systemen hinzugefügt werden können. Außerdem verschlechtert eine derartige Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung mit dem vorstehend beschriebenen Gewichtungsverfahren die Gesamtbildqualität nicht merklich.

Die Erfindung wird nachstehend anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die beiliegende Zeichnung näher beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 eine bildliche Darstellung eines CT-Abbildungssystems,

Fig. 2 ein schematisches Blockschaltbild des in Fig. 1 dargestellten Systems,

Fig. 3 eine schematische Darstellung einer Zellenkopplung gemäß einem Ausführungsbeispiel, und

Fig. 4 ein Ausführungsbeispiel einer Gewichtskurve.

In den Fig. 1 und 2 ist ein Computer-Tomographie-(CT)-Abbildungssystem 10 gezeigt, das ein Faßlager 12 enthält, das eine CT-Abtasteinrichtung der dritten Generation darstellt. Das Faßlager 12 weist eine Röntgenstrahlquelle 14 auf, die einen Röntgenstrahl 16 in Richtung eines Erfassungsarrays 18 auf der entgegengesetzten Seite des Faßlagers 12 projiziert. Das Erfassungsarray 18 ist aus Erfassungselementen 20 gebildet, die zusammen die projizierten Röntgenstrahlen erfassen, die durch einen medizinischen Patienten 22 hindurchgehen. Jedes Erfassungselement 20 erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines aufbrechenden Röntgenstrahls und damit die Dämpfung des Strahls darstellt, wenn er durch den Patienten 22 hindurchfällt. Während einer Abtastung zur Erfassung von Röntgenstrahlprojektionsdaten drehen sich das Faßlager 12 und die daran angebrachten Komponenten um einen Drehmittelpunkt 24.

Die Drehung des Faßlagers 12 und der Betrieb der Röntgenstrahlquelle 14 werden durch eine Steuereinrichtung 26 des CT-Systems 10 gesteuert. Die Steuereinrichtung 26 enthält eine Röntgenstrahlsteuereinrichtung 28, die die Röntgenstrahlquelle 14 mit Energie und Zeitsignalen versorgt, und eine Faßlagermotorsteuereinrichtung 30, die die Drehgeschwindigkeit und Position des Faßlagers 12 steuert. Ein Datenerfassungssystem (DAS) 32 in der Steuereinrichtung 26 tastet analoge Daten von den Erfassungselementen 20 ab und wandelt die Daten in digitale Signale zur nachfolgenden Verarbeitung um. Eine Bildrekonstruktionseinrichtung 34 empfängt abgetastete und digitalisierte Röntgenstrahldaten von dem Datenerfassungssystem 32 und führt eine Hochgeschwindigkeitsbildrekonstruktion durch. Das rekonstruierte Bild wird einem Computer 36 als Eingangssignal zugeführt, der das Bild in einer Massenspeichereinrichtung 38 speichert. Der Computer 36 enthält einen Prozessor und gemäß einem Ausführungsbeispiel ordnet der Prozessor den durch das Datenerfassungssystem 32 erhaltenen Daten Gewicht zu, wie es nachstehend näher beschrieben ist.

Der Computer 36 empfängt auch Befehl und Abtastparameter von einem Bediener über eine Konsole 40, die eine Tastatur aufweist. Eine zugehörige Kathodenstrahlröhrenanzeigeeinrichtung 42 ermöglicht es dem Bediener, das rekonstruierte Bild und andere Daten von dem Computer 36 zu überwachen. Die von dem Bediener zugeführten Befehle und Parameter werden von dem Computer 36 zur Ausbildung von Steuersignalen und Informationen für das Datenerfassungssystem 32, die Röntgenstrahlsteuereinrichtung 28 und die Faßlagermotorsteuereinrichtung 30 verwendet. Außerdem bedient der Computer 36 eine Tischmotorsteuereinrichtung 44, die einen motorisierten Tisch 46 zur Positionierung des Patienten 22 im Faßlager 12 steuert. Insbesondere bewegt der Tisch 46 Abschnitt 22 durch eine Faßlageröffnung 48.

Die bekannten Wendelektrokonstruktionsalgorithmen können allgemein in einen Wendekoeffizienten-(HE-)Algorithmus oder einen Wendelinierations-(IL-)Algorithmus eingeteilt werden. Diese Algorithmen wenden typischerweise einen Gewichtungsfaktor bei den Projektionsdaten zur Rekonstruktion eines Bildes an. Dieser Gewichtungsfaktor beruht in allgemeinem sowohl auf dem Fächerwinkel als auch dem Ansichtswinkel.

Bei der folgenden Beschreibung gekoppelter Erfassungsarrays wird manchmal insbesondere auf Mehrschnitt-CT-Abtasteinrichtung bezug genommen, die typischerweise Erfassungssarrays mit zwei, vier oder mehreren Reihen von Erfassungselementen oder Erfassungszellen enthalten. Die gekoppelten Erfassungsarrays und die Signalschätzung bzw. -bewertung sind jedoch nicht auf die Ausübung in Verbindung lediglich mit Zwei- und Vier-Schnitt-Abtasteinrichtungen beschränkt, und können auch bei anderen Mehrschnitt-CT-Abtasteinrichtungen mit mehr oder weniger Erfassungszellenreihen verwendet werden. Außerdem kann die nachstehend beschriebene Zellenkopplung bei einer Einfach-Schnitt-Erfassungseinrichtung zur Verringerung der Kosten des Datenerfassungssystems angewendet werden, und die Erfassungszellenkopplung kann auch in Verbindung mit axialen Abstastungen, d. h. in einem Schritt- und Aufnahmemodus verwendet werden.

Gemäß einem Ausführungsbeispiel wird die Inkompatibilität in einer Mehrschnitt-Erfassungseinrichtung zwischen der Anzahl von Erfassungskanälen und der geringeren Anzahl von DAS-Kanälen ohne das Erfordernis signifikanter Hardware- und Softwareänderungen durch die Kopplung von Erfassungskanälen beseitigt. Das heißt, gemäß Fig. 3 sind die Erfassungszellen im Bereich 1 auf einer Seite der Erfassungseinrichtung außerhalb des Sichtfeldes FOV in Paaren bzw. paarweise verdrachtet, d. h. gekoppelt, um Sätze von 2 mm-Kanälen auszubilden. Im Bereich 2 auf der anderen Seite der Erfassungseinrichtung außerhalb des Sichtfeldes FOV sind die Erfassungszellen miteinander verdrachtet, d. h. gekoppelt, um Sätze von sowohl 2 mm- als auch 3 mm-Kanälen auszubilden. Eine derartige Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung vermeidet die Ausführung signifikanter Hardware- und Software-Änderungen bei bekannten Mehrschnitt-CT-Systemen.

Der erste Schritt bei der Rekonstruktion ist die Entkopplung von Zellen zum Erhalten von Einfach-Zellen-Daten. Dieser Schritt wird nach einigen vorausgehenden Kalibrierungsschritten, wie beispielsweise einer Offset-Korrektur durchgeführt. Der Entkopplungsorgang ist im wesentlichen ein Interpolationsvorgang. Beispielsweise kann ein Lagrange-Interpolierer verwendet werden. Obwohl das Einfach-Zellen-Ablesen aus Zweifach-/Dreifachzellen geschätzt bzw. bewer-

tet werden kann, tritt ein merklicher Verlust an Auflösung auf. Infolgedessen sind einige Alias-Artefakte vorhanden.

Zur Vermeidung unerwünschter Artefakte und einer Auflösungsverschlechterung bei der Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung wie vorstehend beschrieben werden redundante Abtastmuster bei der Datenerfassung verwendet. Gemäß Fig. 3 hat eine Zelle A an der Grenze zwischen dem Bereich 1 und dem Sichtfeld FOV eine unterschiedliche Entfernung von dem Isozentrum bzw. Brennpunkt (ISO) bezüglich der Zelle B an der Grenze zwischen dem Bereich 2 und dem Sichtfeld FOV. Infolgedessen ist nach der Gewichtung keine klare Grenze ersichtlich. Insgesamt sind in einem bei einer 360°-Faßlagerdrehung erfassten Datensatz zwei vollständige Datensätze vorhanden. Die doppelten Abtastpaare erfüllen die folgende Beziehung:

$$10 \quad \begin{cases} \beta_2 = \beta_1 + \pi + 2\gamma_1 & \text{und} \\ \gamma_2 = -\gamma_1, \end{cases} \quad (1)$$

15 wobei β_1 und β_2 die (An-)sichtwinkel und γ_1 und γ_2 die Fächerwinkel der zwei Abtastungen darstellen. Die Abtastpaare befinden sich immer auf der entgegengesetzten Seite der Erfassungseinrichtung. Die komplementären Abtastpaare, die den Dreifachzellen auf der rechten Seite der Erfassungseinrichtung entsprechen, sind die Zweifachzellen, die sich auf der linken Seite befinden.

Daher kann ein Gewichtungsverfahren verwendet werden, das die Beiträge von den Dreifachzellen untergewichtet und den Beitrag von den entsprechenden Zweifachzellen übergewichtet. Beispielsweise kann dem Dreifachzellenkanal ein Gewichtungsfaktor α ($0 \leq \alpha < 1$) zugeordnet werden, und den entsprechenden Zweifachzellenkanälen kann ein Gewichtungsfaktor $2-\alpha$ zugeordnet werden. Die Gewichte in der γ -Richtung sollten kontinuierlich und unterscheidbar zur Vermeidung von Artefakten sein. Daher sollte zwischen den Gewichten der Zweifachzellen und den Gewichten der benachbarten Dreifachzellen eine glatte Übergangszone vorhanden sein.

20 Beispielsweise stellt Fig. 3 ein Ausführungsbeispiel einer Gewichtskurve dar. Die komplementären Abtastpaare bilden Zweifachkanäle weisen Gewichte von $2-w$ auf. Für den Übergang von den Zweifachzellenkanälen ($w = 1$) auf die Dreifachzellenkanäle können folgende Gewichte zugeordnet werden:

$$25 \quad w(x) = 1 - (1 - \alpha) \left[3 \left(\frac{x}{\delta} \right)^2 - 2 \left(\frac{x}{\delta} \right)^3 \right] \quad 0 \leq x \leq \delta \quad (2)$$

30 wobei δ die Übergangsbreite ist, und x derart gewählt ist, daß an der Zweifach-/Dreifach-Zellengrenze $x = \delta$ gilt. Der Dreifach-zu-Zweifach-Zellenübergang stellt das einfache Spiegelbild der vorstehenden Gleichung dar. Bei den Zweifach-/Einfach-Zellenpaaren können ähnliche Gewichte angewendet werden.

35 Die vorstehend beschriebene Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung ermöglicht es, daß Erfassungszeilenreihen zu einem CT-System ohne das Erfordernis signifikanter Software- und Hardwareänderungen bei bekannten Systemen hinzugefügt werden können. Außerdem verschleiert eine derartige Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung mit dem vorstehend beschriebenen Gewichtungsverfahren die Gesamtbildqualität nicht merklich.

40 Aus der vorhergehenden Beschreibung verschiedener Ausführungsbeispiele ist ersichtlich, daß die Aufgabe der Erfahrung gelöst wird. Obwohl die Erfahrung ausführlich beschrieben ist, ist es selbstverständlich, daß dies nur der Veranschaulichung dient und nicht als Einschränkung verstanden werden kann. Beispielsweise ist das hier beschriebene CT-System ein System der dritten Generation, bei dem sich sowohl die Röntgenstrahlquelle als auch die Erfassungseinrichtung mit dem Faßlager drehen. Es können aber auch viele andere CT-Systeme, einschließlich Systeme der vierten Generation verwendet werden, bei denen die Erfassungseinrichtung eine stationäre Voltringerfassungseinrichtung ist, und sich lediglich die Röntgenstrahlquelle mit dem Faßlager dreht.

45 Vorstehend ist eine Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung beschrieben, die eine Inkompatibilität zwischen der Anzahl von Erfassungskanälen und der geringeren Anzahl von DAS-Kanälen ohne das Erfordernis signifikanter Hardware- und Softwareänderungen beseitigt. Gemäß einem Ausführungsbeispiel sind zumindest einige Erfassungszeilen auf einer Seite der Erfassungseinrichtung außerhalb des Sichtfeldes in Paaren verdrachtet, d. h. gekoppelt, um einen Satz von 2 mm-Kanälen auszubilden, und auf der anderen Seite der Erfassungseinrichtung außerhalb des Sichtfeldes sind zumindest einige Erfassungszeilen miteinander verdrachtet, d. h. gekoppelt, um einen Satz von 3 mm-Kanälen auszubilden. Eine derartige Kopplung von Erfassungszeilen vermeidet die Durchführung signifikanter Hardware- und Softwareänderungen bei bekannten Mehrschnitt-CT-Systemen.

Patentsprüche

- Erfassungseinrichtung (18) für ein Computer-Tomographie-System (10) mit einer Vielzahl von Erfassungszellen (20),
einem ersten Satz von Erfassungszellen, der sich in einem Sichtfeld befindet,
einem zweiten Satz von Erfassungszellen, der sich auf einer ersten Seite des Sichtfeldes befindet, wobei zumindest eine der Erfassungszellen in dem zweiten Satz N-fach gekoppelt sind, wobei N größer oder gleich eins ist, und
einem dritten Satz von Erfassungszellen, der sich auf einer zweiten Seite des Sichtfeldes befindet, wobei zumindest eine der Erfassungszellen in dem dritten Satz M-fach gekoppelt sind, wobei M größer als N ist.
- Erfassungseinrichtung nach Anspruch 1, wobei zumindest einige Erfassungszellen in dem dritten Satz N-fach gekoppelt sind.
- Erfassungseinrichtung nach Anspruch 1, wobei N = 2 und M = 3.

4. Erfassungseinrichtung nach Anspruch 1, wobei N = 1 und M = 2.
 5. Erfassungseinrichtung nach Anspruch 1, wobei die Erfassungszellen eine Kanalbreite von ungefähr 1 mm aufweisen, und die N-fach gekoppelten Erfassungszellen eine Kanalbreite von ungefähr N mm und die M-fach gekoppelten Erfassungszellen eine Kanalbreite von ungefähr M mm aufweisen.
 6. Erfassungseinrichtung nach Anspruch 1, wobei die Erfassungseinrichtung eine Mehrschnitt-Erfassungseinrichtung ist.
 7. Erfassungseinrichtung nach Anspruch 6, wobei die Mehrschnitt-Erfassungseinrichtung zwei Reihen von Erfassungszellen aufweist.
 8. Erfassungseinrichtung nach Anspruch 6, wobei die Mehrschnitt-Erfassungseinrichtung vier Reihen von Erfassungszellen aufweist.
 9. Erfassungseinrichtung nach Anspruch 1, wobei die Erfassungseinrichtung eine Einfach-Schnitt-Erfassungseinrichtung ist.
 10. Computer-Tomographie-System (10) mit einer Erfassungseinrichtung (18) mit einer Vielzahl von Erfassungszellen (20), einem ersten Satz von Erfassungszellen, der sich in einem Sichtfeld befindet, einem zweiten Satz von Erfassungszellen, der sich auf einer ersten Seite des Sichtfeldes befindet, wobei zumindest einige der Erfassungszellen in dem zweiten Satz N-fach gekoppelt sind, wobei N größer oder gleich eins ist, und einem dritten Satz von Erfassungszellen, der sich auf einer zweiten Seite des Sichtfeldes befindet, wobei zumindest einige der Erfassungszellen in dem dritten Satz M-fach gekoppelt sind, wobei M größer als N ist, und einem Datenerfassungssystem (32), das mit der Erfassungseinrichtung verbunden ist.
 11. Computer-Tomographie-System nach Anspruch 10, ferner mit einem mit dem Datenerfassungssystem verbundenen Prozessor (36), wobei der Prozessor Datenbeiträge von den M-fach gekoppelten Zellen untergewichtet und Datenbeiträge von den N-fach gekoppelten Zellen übergewichtet.
 12. Computer-Tomographie-System nach Anspruch 10, ferner mit einem mit dem Datenerfassungssystem verbundenen Prozessor, wobei der Prozessor einen Gewichtungsfaktor α ($0 \leq \alpha < 1$) bei den M-fach gekoppelten Zellen und einen Gewichtungsfaktor $2-\alpha$ bei den N-fach gekoppelten Zellen anwendet.
 13. Computer-Tomographie-System nach Anspruch 12, wobei eine glatte Übergangszone zwischen dem Gewichtungsfaktor der N-fach gekoppelten Zellen und dem Gewichtungsfaktor der M-fach gekoppelten Zellen vorgesehen ist.
 14. Computer-Tomographie-System nach Anspruch 13, wobei für die Übergangszone zwischen den N-fach gekoppelten Zellen und den M-fach gekoppelten Zellen ein Gewichtungsfaktor entsprechend

$$w(x) = 1 - (1 - \alpha) \left[3 \left(\frac{x}{\delta} \right)^2 - 2 \left(\frac{x}{\delta} \right)^3 \right] \quad 0 \leq x \leq \delta$$

angewendet wird, wobei δ die Übergangsbreite ist, und x derart gewählt ist, daß an der N-M-Zellengrenze $x = \delta$ gilt.
 15. Computer-Tomographie-System nach Anspruch 10, wobei die Erfassungszellen eine Kanalbreite von ungefähr 1 mm aufweisen, und die N-fach gekoppelten Erfassungszellen eine Kanalbreite von ungefähr N mm und die M-fach gekoppelten Erfassungszellen eine Kanalbreite von ungefähr M mm aufweisen.
 16. Computer-Tomographie-System nach Anspruch 10, wobei die Erfassungseinrichtung ein Mehrschnitt-Array ist.
 17. Computer-Tomographie-System nach Anspruch 10, wobei die Erfassungseinrichtung eine Einfach-Schnitt-Erfassungseinrichtung ist.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

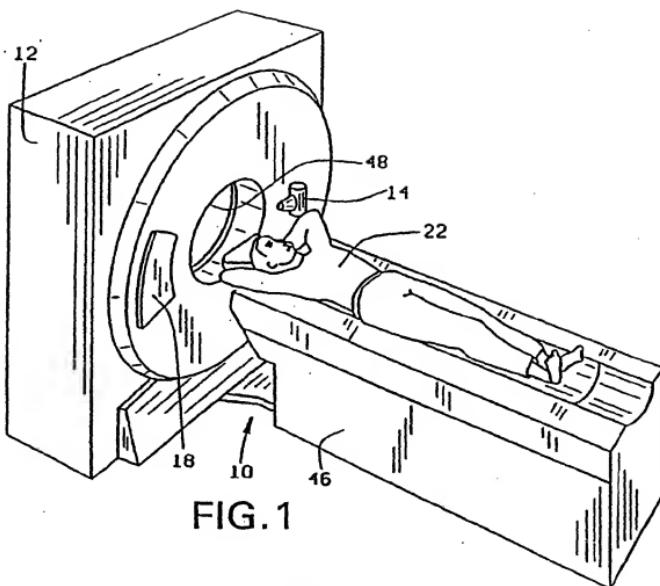


FIG. 1

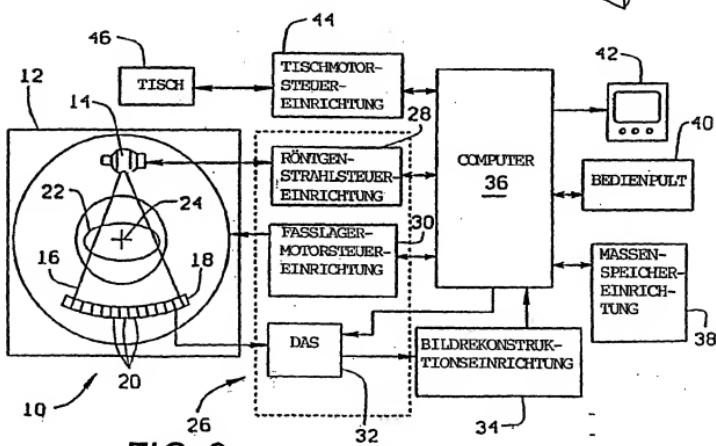


FIG. 2

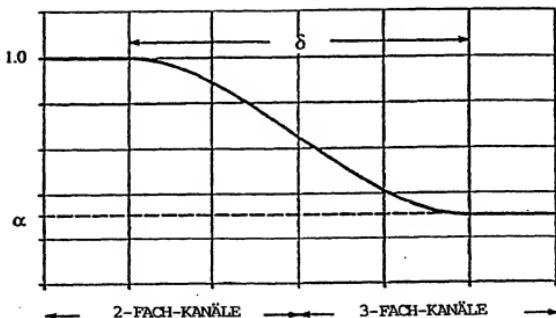


FIG.4

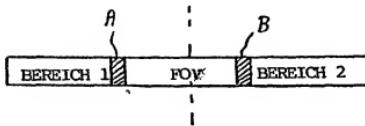


FIG.3